

PCT

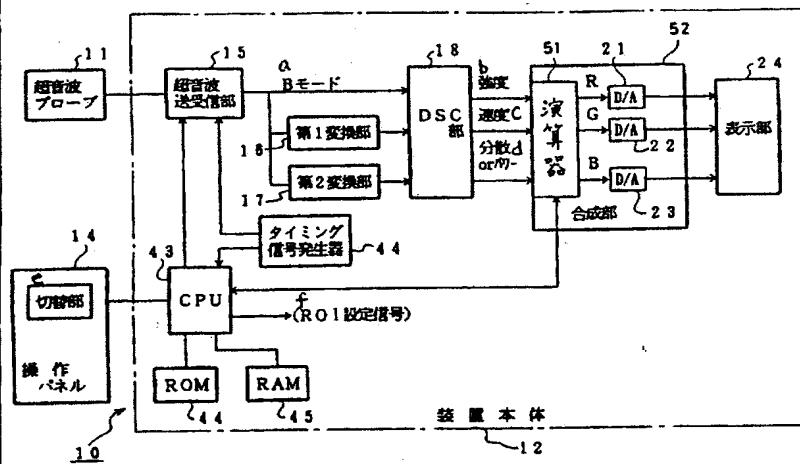
世界知的所有権機関
国際事務局
特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(51) 国際特許分類 A61B 8/06	A1	(11) 国際公開番号 WO97/34530
		(43) 国際公開日 1997年9月25日(25.09.97)

(21) 国際出願番号 PCT/JP97/00828	(81) 指定国 CN, JP, KR, US, 歐州特許 (AT, BE, CH, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE).
(22) 国際出願日 1997年3月14日(14.03.97)	
(30) 優先権データ 特願平8/90345 1996年3月18日(18.03.96)	JP
(71) 出願人 (米国を除くすべての指定国について) 古野電気株式会社 (FURUNO ELECTRIC COMPANY, LIMITED)[JP/JP] 〒662 兵庫県西宮市芦原町9番52号 Hyogo, (JP)	
(72) 発明者; および (75) 発明者/出願人 (米国についてのみ) 梶原創一(KAJIWARA, Souichi)[JP/JP] 石原真次(ISHIHARA, Shinji)[JP/JP] 〒662 兵庫県西宮市芦原町9番52号 古野電気株式会社内 Hyogo, (JP)	

(54) Title: ULTRASONIC DIAGNOSTIC DEVICE

(54) 発明の名称 超音波診断装置



- a ... B mode
- b ... intensity
- c ... speed
- d ... dispersion or power
- e ... switching section
- f ... (ROI setting signal)
- 11 ... ultrasonic probe
- 12 ... device main body
- 14 ... console panel
- 15 ... ultrasonic wave transmitting-receiving section
- 16 ... first converting section
- 17 ... second converting section
- 18 ... DSC section
- 24 ... displaying section
- 44 ... timing signal generator
- 51 ... computing element
- 52 ... synthesizing section

(57) Abstract

An ultrasonic diagnostic device, wherein a B-mode picture and a color flow mode picture can be superposed without any of them being missing. The ultrasonic diagnostic device transmits ultrasonic pulse signals to an area containing moving parts, such as the blood flow, etc., in a living body and displays the state in the living body based on reflected waves. The diagnostic device comprises a signal acquiring device for acquiring B-mode picture displaying signals of a diagnosing area, another signal acquiring device for acquiring color flow mode picture displaying signals which show the kinetic information on the blood, etc., in colors, an opaquaing device for causing the B-mode picture displaying signals and color flow mode picture displaying signals to be semiopaque, and a display which displays signals from the opaquaing device and combination of B-mode pictures and color flow mode pictures.

[19]中华人民共和国专利局

[51]Int.Cl⁶

A61B 8/06



[12]发明专利申请公开说明书

[21]申请号 97190216.X

[43]公开日 1998年5月20日

[11]公开号 CN 1182357A

[22]申请日 97.3.14

[74]专利代理机构 上海专利商标事务所
代理人 孙敬国

[30]优先权

[32]96.3.18 [33]JP[31]90345 / 96

[86]国际申请 PCT / JP97 / 00828 97.3.14

[87]国际公布 WO97 / 34530 日 97.9.25

[85]进入国家阶段日期 97.11.18

[71]申请人 古野电气株式会社

地址 日本兵库县西宫市

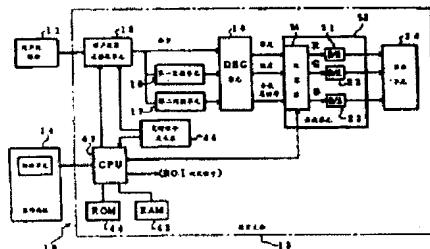
[72]发明人 梶原创一 石原真次

权利要求书 3 页 说明书 13 页 附图页数 9 页

[54]发明名称 超声波诊断装置

[57]摘要

本发明揭示一种超声波诊断装置，将超声波脉冲信号发送到包含血流等生物体内的运动部分的区域中，基于接收到的反射波显示生物体内的状态，该装置包括：探查区域的B型图像显示用信号取得手段；用彩色表示血液等的运动信息的彩色流动型图像显示用信号取得手段；对来自B型图像显示用信号和来自彩色流动型图像显示用信号的半透明处理手段；显示来自半透明处理手段的信号，并显示B型图像和彩色流动型图像的合成图像的显示手段。



(BJ)第 1456 号

11.11.10

权 利 要 求 书

1. 一种超声波诊断装置，其特征在于，将超声波脉冲信号发送到包含血流等生物体内的运动部分的区域中，并基于接收到的反射波显示生物体内的状态的超声波诊断装置，包括：

所述区域的 B 型图像显示用信号取得手段；

用彩色表示所述血液等的运动信息的彩色流动型图像显示用信号取得手段；

对来自 B 型图像显示用信号取得手段的 B 型图像显示用信号和来自彩色流动型图像显示用信号取得手段的彩色流动型图像显示用信号，施行半透明处理的半透明处理手段；

显示来自所述半透明处理手段的信号，并显示 B 型图像和彩色流动型图像的合成图像的显示手段。

2. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于，利用基于所述 B 型图像的各像素的亮度，使所述彩色流动型图像的各像素的亮度变化，得到所述半透明处理。

3. 如权利要求 2 所述的超声波诊断装置，其特征在于，在所述彩色流动型图像的各像素的亮度上，乘以所述 B 型图像的各像素的亮度，得到所述亮度变化。

4. 如权利要求 2 所述的超声波诊断装置，其特征在于，在所述彩色流动型图像的各像素的亮度上，乘以在与所述 B 型图像的各像素的亮度成比例的系数上加上一定的系数所得到的系数，得到所述亮度变化。

5. 如权利要求 2 所述的超声波诊断装置，其特征在于，对于所述 B 型图像的亮度比规定的阈值低的像素，以在所述 B 型图像的亮度上加上一定的亮度所得到亮度作为该像素的所述 B 型图像的亮度，并借助于在所述彩色流动型图像的该像素的亮度上乘以这种亮度，对于所述 B 型图像的亮度比规定的阈值高的像素，借助于在所述彩色流动型图像的各像素的亮度上乘以所述 B 型图像的各像素的亮度，得到所述亮度变化。

6. 一种超声波诊断装置，其特征在于，将超声波脉冲信号发送到包含血流等生物体内的运动部分的区域中，并基于接收到的反射波显示生物体内的状态的超声波诊断装置，包括：

2023.11.16

所述区域的 B 型图像显示用信号取得手段；

用彩色显示所述血液的流动的强度的功率多普勒图像显示用信号取得手段；

对来自 B 型图像显示用信号取得手段的 B 型图像显示用信号和来自功率多普勒图像显示用信号取得手段的功率多普勒图像显示用信号，施行半透明处理的半透明处理手段；

显示来自所述半透明处理手段的信号，并显示 B 型图像和功率多普勒模式图像的合成图像的显示手段。

7. 如权利要求 6 所述的超声波诊断装置，其特征在于，利用基于所述 B 型图像的各像素的亮度，使所述功率多普勒模式图像的各像素的亮度变化，得到所述半透明处理。

8. 如权利要求 7 所述的超声波诊断装置，其特征在于，使所述 B 型图像的亮度反转，并在这种反转的亮度上乘以所述 B 型图像的各像素的亮度，得到所述亮度变化。

9. 一种超声波诊断装置，其特征在于，将超声波脉冲信号发送到包含血流等生物体内的运动部分的区域中，并基于接收到的反射波显示生物体内的状态的超声波诊断装置，包括：

所述区域的 B 型图像显示用信号取得手段；

用多种颜色表示所述血液等的运动信息的彩色流动型图像显示用信号取得手段；

对来自 B 型图像显示用信号取得手段的 B 型图像显示用信号和来自彩色流图像显示用信号取得手段的彩色流图像显示用信号，施行半透明处理的第一半透明处理手段；

用同一系统的颜色的彩色表示所述血液的流动的强度的功率多普勒图像显示用信号取得手段；

对来自 B 型图像显示用信号取得手段的 B 型图像显示用信号和来自功率多普勒图像显示用信号取得手段的功率多普勒图像显示用信号，施行半透明处理的第二半透明处理手段；

选择并显示来自所述第一半透明处理手段或者所述第二半透明处理手段的信号的显示手段。

• 11. 10

10. 如权利要求 1、6 或 9 所述的超声波诊断装置，其特征在于，用同一系统的颜色的彩色，表示所述血液等的运动信息或者血液的流动的强度。

11. 如权利要求 1 或 9 所述的超声波诊断装置，其特征在于，所述血液等的运动信息是血液的流动的分散。

12. 一种显示装置，二维地相互重叠地显示第 1 信息信号和第 2 信息信号，其特征在于，包括：

生成第 1 信息信号的第 1 信息信号生成手段；

生成用多种颜色表示的第 2 信息信号的第 2 信息信号生成手段；

对用所述第 1 信息信号和所述多种颜色表示的第 2 信息信号，施行半透明处理并进行合成的合成图像信号取得手段；

显示来自所述合成图像信号取得手段的合成图像信号的显示手段。

00·11·10

说 明 书

超声波诊断装置

技术领域

本发明涉及能有效地诊断包含血流等生物体内的运动部分的区域的超声波诊断装置，特别涉及能同时见到基于反射波强度进行显示的 B 型画面和彩色显示血液、血管壁、心肌等的运动信息的彩色画面的超声波诊断装置。

背景技术

以往，已知的有能显示与反射波强度显示有关的 B 型画面，和与血液的流动方向与速度有关的彩色流动型 (colour flow mode) (CFM) 图像的超声波诊断装置。这种超声波诊断装置由只能显示 B 型图像或者彩色流动型图像的任何一方构成，指定 B 型图像的一部分并在该部分上显示彩色流动型图像。

发明概述

在以往的超声波诊断装置中，在显示 B 型的信息的区域中不存在彩色流动型图像，在显示彩色流动型图像的区域中不存在 B 型图像，存在的问题是不得不缺失其中一方的信息的显示。因此，考虑用混合显示法重叠 B 型图像和彩色流动型图像。但是，在基于混合显示法的重叠图像中已确认两图像模糊不清难于判别。

本发明的目的之一是提供即使重叠 B 型图像和彩色流动型图像，两者信息的任何一方都不会缺失的超声波诊断装置。

本发明的其它目的是提供对来自 B 型图像显示用信号取得手段的 B 型图像显示用信号和来自彩色流动型图像显示用信号取得手段的彩色流动型图像显示用信号，施行半透明处理并进行显示的超声波诊断装置。

本发明的其它目的是提供对来自 B 型图像显示用信号取得手段的 B 型图像显示用信号和来自功率多普勒(Power Doppler)图像显示用信号取得手段的功率多普勒图像显示用信号，施行半透明处理并进行显示的超声波诊断装置。

本发明的其它目的是提供对来自 B 型图像显示用信号和表示血液的流动的分散的信号，施行半透明处理并进行显示的超声波诊断装置。

11·11·18

本发明的第 1 个特征是用所述区域的 B 型图像显示用信号取得手段；用彩色表现所述血液等的运动信息的彩色流动型图像显示用信号取得手段；对来自 B 型图像显示用信号取得手段的 B 型图像显示用信号和来自彩色流动型图像显示用信号取得手段的彩色流动型图像显示用信号，施行半透明处理的半透明处理手段；通过显示来自所述半透明处理手段的信号，显示 B 型图像和彩色流动型图像的合成图像的显示手段；构成将超声波脉冲信号发送到包含血流等生物体内的运动部分的区域中，并基于接收到的反射波显示生物体内的状态的超声波诊断装置。

本发明的第 2 个特征是用所述区域的 B 型图像显示用信号取得手段；用彩色显示所述血液的流动的强度的功率多普勒图像显示用信号取得手段；对来自所述 B 型图像显示用信号取得手段的 B 型图像显示用信号和来自所述功率多普勒图像显示用信号取得手段的功率多普勒图像显示用信号，施行半透明处理的半透明处理手段；显示来自所述半透明处理手段的信号，并显示 B 型图像和功率多普勒模式图像的合成图像的显示手段；构成将超声波脉冲信号发送到包含血流等生物体内的运动部分的区域中，并基于接收到的反射波显示生物体内的状态的超声波诊断装置。

本发明的第 3 个特征是用所述区域的 B 型图像显示用信号取得手段；用多种颜色表现所述血液等的运动信息的彩色流动型图像显示用信号取得手段；对来自所述 B 型图像显示用信号取得手段的 B 型图像显示用信号和来自所述彩色流图像显示用信号取得手段的彩色流图像显示用信号，施行半透明处理的第 1 半透明处理手段；用同一系统的颜色的彩色表示所述血液的流动的强度的功率多普勒图像显示用信号取得手段；对来自所述 B 型图像显示用信号取得手段的 B 型图像显示用信号和来自功率多普勒图像显示用信号取得手段的功率多普勒图像显示用信号，施行半透明处理的第 2 半透明处理手段；选择并显示来自所述第 1 半透明处理手段或者所述第 2 半透明处理手段的信号的显示手段；构成将超声波脉冲信号发送到包含血流等生物体内的运动部分的区域中，并基于接收到的反射波显示生物体内的状态的超声波诊断装置。

权利要求 1 所述的发明，是将超声波脉冲信号发送到包含血流等生物体内的运动部分的区域中，并基于接收到的反射波显示生物体内的状态的超声波诊断装置，所述超声波诊断装置包括：所述区域的 B 型图像显示用信号取得手段；用彩

1.1.10

色表现所述血液等的运动信息的彩色流动型图像显示用信号取得手段；对来自 B 型图像显示用信号取得手段的 B 型图像显示用信号和来自彩色流动型图像显示用信号取得手段的彩色流动型图像显示用信号，施行半透明处理的半透明处理手段；显示来自所述半透明处理手段的信号，并显示 B 型图像和彩色流动型图像的合成图像的显示手段。本发明因用半透明处理合成 B 型图像和彩色流动型图像，所以能不模糊地显示重叠图像，并能透过重叠部分的 B 型图像进行观察。

权利要求 2 所述的发明，是在权利要求 1 所述的超声波诊断装置中，利用基于所述 B 型图像的各像素的亮度，使所述彩色流动型图像的各像素的亮度变化，得到所述半透明处理。本发明因使用基于亮度变化的半透明处理，所以不会改变彩色流图像的色调，能确实地做到如权利要求 1 所述发明的不模糊地透过的显示的效果。

权利要求 3 所述的发明，是在权利要求 2 所述的超声波诊断装置中，在所述彩色流动型图像的各像素的亮度上，乘以所述 B 型图像的各像素的亮度，得到所述亮度变化。本发明因是基于乘法的亮度变化，所以能简单地实现权利要求 2 所述的发明的效果。

权利要求 4 所述的发明，是在权利要求 2 所述的超声波诊断装置中，在所述彩色流动型图像的各像素的亮度上，乘以在与所述 B 型图像的各像素的亮度成比例的系数上加上一定的系数所得到的系数，得到所述亮度变化。本发明因对乘法的程度进行加权，所以能明亮地显示重叠部分，良好地达到权利要求 2 所述的发明效果中透过并进行显示的效果。

权利要求 5 所述的发明，是在如权利要求 2 所述的超声波诊断装置中，对于所述 B 型图像的亮度比规定的阈值低的像素，以在所述 B 型图像的亮度上加上一定的亮度所得到亮度作为该像素的所述 B 型图像的亮度，并借助于在所述彩色流动型图像的该像素的亮度上乘以这种亮度，对于所述 B 型图像的亮度比规定的阈值高的像素，借助于在所述彩色流动型图像的各像素的亮度上乘以所述 B 型图像的各像素的亮度，得到所述亮度变化。本发明因能变换 B 型的亮度，所以特别地能明亮地显示血管区域，良好地达到权利要求 2 所述的发明效果中透过并进行显示的效果。

权利要求 6 所述的发明，是将超声波脉冲信号发送到包含血液等生物体内的运动部分的区域中，并基于接收到的反射波显示生物体内的状态的超声波诊断装

2023.11.10

置，所述超声波诊断装置包括：所述区域的 B 型图像显示用信号取得手段；用彩色表示所述血液的流动的强度的功率多普勒图像显示用信号取得手段；对来自 B 型图像显示用信号取得手段的 B 型图像显示用信号和来自功率多普勒图像显示用信号取得手段的功率多普勒图像显示用信号，施行半透明处理的半透明处理手段；显示来自所述半透明处理手段的信号，并显示 B 型图像和功率多普勒模式图像的合成图像的显示手段。本发明因用半透明处理合成基于彩色的功率多普勒模式，所以能不模糊地显示重叠图像，并能透过重叠部分的 B 型图像进行观察。

权利要求 7 所述的发明，是在如权利要求 6 所述的超声波诊断装置中，利用基于所述 B 型图像的各像素的亮度，使所述功率多普勒模式图像的各像素的亮度变化，得到所述半透明处理。本发明因使用基于亮度变化的半透明处理，所以不会改变彩色流图像的色调，能确实地做到如权利要求 6 所述发明的不模糊地透过的效果。

权利要求 8 所述的发明，是在如权利要求 7 所述的超声波诊断装置中，使所述 B 型图像的亮度反转，并在这种反转的亮度上乘以所述 B 型图像的各像素的亮度，得到所述亮度变化。本发明因能反转 B 型图像的亮度，所以能强调如权利要求 7 所述发明的不模糊地透过的效果。

权利要求 9 所述的发明，是将超声波脉冲信号发送到包含血流等生物体内的运动部分的区域中，并基于接收到的反射波显示生物体内的状态的超声波诊断装置，所述超声波诊断装置包括：所述区域的 B 型图像显示用信号取得手段；用多种颜色表现所述血液等的运动信息的彩色流动型图像显示用信号取得手段；对来自 B 型图像显示用信号取得手段的 B 型图像显示用信号和来自彩色流图像显示用信号取得手段的彩色流图像显示用信号，施行半透明处理的第一半透明处理手段；用同一系统的颜色的彩色表示所述血液的流动的强度的功率多普勒图像显示用信号取得手段；对来自 B 型图像显示用信号取得手段的 B 型图像显示用信号和来自功率多普勒图像显示用信号取得手段的功率多普勒图像显示用信号，施行半透明处理的第二半透明处理手段；选择并显示来自所述第一半透明处理手段或者所述第二半透明处理手段的信号的显示手段。本发明因能切换彩色流动型的图像重叠显示和基于同一系统的颜色的功率多普勒模式的图像的重叠显示，所以能以同一画面供生物体的诊断中必要的分别使用。

权利要求 10 所述的发明，是在权利要求 1、6 或 9 所述的超声波诊断装置

11.11.10

中，用同一系统的颜色的彩色，表示所述血液等的运动信息或者血液的流动的强度。本发明因在权利要求 1、6 或 9 所述的发明中用同一系统的颜色的彩色显示所述血液的运动信息或者血液的流动的强度，所以变得容易看清。

权利要求 11 所述的发明，是在权利要求 1 或 9 所述的超声波诊断装置中，所述血液等的运动信息是血液的流动的分散。本发明因在权利要求 1 或 9 所述的发明中、所述血液的运动信息是血液的流动的分散，所以即使对于血液的分散也能适用于半透明显示。

权利要求 12 所述的发明是显示装置，二维地相互重叠地显示第 1 信息信号和第 2 信息信号，所述显示装置包括：生成第 1 信息信号的第 1 信息信号生成手段；生成用多种颜色表现的第 2 信息信号的第 2 信息信号生成手段；对用所述第 1 信息信号和所述多种颜色表现的第 2 信息信号，施行半透明处理并进行合成的合成图像信号取得手段；显示来自所述合成图像信号取得手段的合成图像信号的显示手段。本发明不限于超声波诊断装置，也能适用于二维地相互重叠地显示第 1 信息信号和第 2 信息信号的显示装置，能不模糊地显示重叠图像，并能透过重叠部分进行观察。

附图简要说明

图 1 表示本发明的超声波诊断装置的一实施例的方框结构图。

图 2 表示本发明实施例的合成单元的流程图。

图 3 表示在本发明实施例的合成单元中的色合成的方法的图。

图 4 表示本发明实施例的合成单元的其它流程图。

图 5 表示本发明实施例的合成单元的其它流程图。

图 6 表示在本发明实施例的显示器中的显示例的图。

图 7 表示本发明实施例的合成单元的其它流程图。

图 8 表示本发明实施例的合成单元的其它流程图。

图 9 表示本发明的超声波诊断装置的其它实施例的方框结构图。

实施发明的最佳方式

下面，参照附图对本发明的实施例进行说明。

实施例 1



图 1 表示超声波诊断装置的结构的方框图。

如图 1 所示, 这种超声波诊断装置 10 包括在与被检测者之间进行超声波信号的发送接收的超声波探头 11, 驱动这种超声波探头 11 并且处理超声波探头 11 的接收信号的装置主体 12, 与装置主体 12 连接并且能将来自操作人员的指示信息输出到装置整体中的操作面板 14.

装置主体 12 依其处理的信号通路的不同类别可大致区分超声波探头系统。

作为超声波探头系统, 包括与超声波探头 11 连接的超声波发送接收单元 15, 与这种超声波发送接收单元 15 的输出侧并联地连接的第 1 变换单元 16 和第 2 变换单元 17, 与超声波发送接收单元 15 和第 1 变换单元 16 和第 2 变换单元 17 的输出侧串联连接的 DSC(数字扫描变换器)单元 18, 与 DSC 单元 18 的输出侧连接的合成单元 52, 和与合成单元 52 的输出侧连接的显示器 24.

此外, 作为操作面板系统, 包括输入来自操作面板 14 的操作信息的 CPU(中央处理装置)43, 和置于这种 CPU43 管理下的定时信号发生器 44. CPU43 能将操作人员通过操作面板指令的 ROI(关心区域)的设定信号, 供给到 ROI 设定中心必要的各结构中.

超声波发送接收单元 15 形成 B 型图像取得手段. 第 1 变换单元 16 构成血流等的速度信息显示用(彩色流动型图像)信号取得手段. 这种血液等的速度信息用 2 系统的颜色被显示在显示器 24 上. 第 2 变换单元 17 构成血液的流动的分散或者功率(パワー)显示用(功率多普勒图像)信号取得手段. 用同一系统的颜色(例如橙色)的彩色在显示器 24 上显示这些血液的流动的分散或者功率. 合成单元 52 和 CPU43 等形成对信号施行半透明化处理并进行合成的合成图像取得手段, 显示器 24 形成显示合成图像的显示手段.

超声波探头 11 内装配置例如短栅状的多个压电振子的换能器. 超声波探头 11 接受来自超声波发送接收单元 15 的发送信号并送出到被检测体内, 并将捕捉到的反射波信号供给到超声波发送接收单元 15. 超声波发送接收单元 15 由发送单元和接收单元构成. 基于来自超声波发送接收单元 15 的驱动信号, 激励所示各压电振子. 借助于控制各驱动信号的延迟时间, 以电子方式变换发送光束的指向方向、使发送光束扫描扇形内的区域. 以从后述的定时信号发生器 44 送来的基准信号作为基准时间, 由 CPU43 确定在超声波发送接收装置 15 中供给各驱动信号的延迟时间的图案, 控制超声波发送接收单元 15. 超声波发送接收单元 15



将对应于扫描方向(发送波束的指向方向)确定的延迟时间图案的各确定电压信号送出到超声波探头 11 中。接收这种驱动电压信号的超声波探头 11 的各换能器，将电压信号变换成超声波信号。这种被变换的超声波信号被送到被检测者的生物体中，这种被送的超声波信号在包含血管的各组织上被反射，并再次返回到超声波探头 11 中。于是，在探头 11 内的各换能器再次将反射超声波信号变换成电气信号，并将其反射波信号送出到超声波发送接收单元 15 中。

所述超声波发送接收单元 15 的接受信号处理电路与发送时相同，在被输入的反射波信号中加上规定的延迟并进行相位调整相加，在形成发送波束的方向上假设地生成接收波束。经过检波后作为 B 型信号输出到 DSC 单元 18 中的第 1 路径，通过第 1 变换单元 16 作为速度信号输出到 DSC 单元 18 中的第 2 路径，和通过第 2 变换单元 17 作为功率或者分散信号输出到 DSC 单元 18 中的第 3 路径，输出利用这种接收波束捕捉到的反射波信号。

DSC 单元 18 将 B 型信号、速度信号、分散或者功率信号的各个数据坐标变换在显示器 24 的光栅扫描各像素的场所的值，并将变换后的信号分别输出到合成单元 52 中。

合成单元 52 包括运算器 51，R(红)用 D/A 转换器 21，G(绿)用 D/A 转换器 22，B(蓝)用 D/A 转换器 23，由 CPU43 控制运算器 51。运算器 51 具有基于来自 CPU43 的指令，例如按照图 2 所示的流程图，使用二个信号进行运算，并将在由运算得到的各像素的位置上的信号变换成 R，G，B 的值的功能。采用这种结构，则与 CPU43 的通信减少，运算器 51 进行高速处理。

对于在这种运算器 51 中的运算，下面用流程图等进行说明。

第 1 变换单元 16 是用于将超声波发送接收单元 15 的输出(B 型信号)变换成彩色流映射(CMF)的速度信号，例如由相位检波器、滤波单元、频率分析单元等组成。而且，用于将这种 B 型信号变换成彩色流映射(CMF)的速度信号的结构是共知的。

相位检波器包括混频器和低通滤波器。基于多普勒效应，在血液流动的部位反射的反射波信号，在其频率上受到多普勒偏移(多普勒频率偏位)。相位检波单元对于其多普勒频率进行相位检波，仅将低频的多普勒信号输出到滤波单元中。

滤波单元去除血流以外不要的多普勒成分，有效地检测超声波束方向的心肌的多普勒信号。为了得到这种血流信号，对于血流和心脏壁、心脏瓣膜的多普勒

07.11.10

信号混合的信号，作为高通滤波器功能、去除血流以外的多普勒信号。

将在滤波单元被滤波的多普勒信号输出到下一级的频率分析单元中。频率分析单元用使用 FFT 法或者自相关法的频率分析法，对血流信号(多普勒频率信号)进行分析，并对在各个采样体积的观察时间(时间窗)内的平均速度和最大速度进行运算。具体地，例如用 FFT 法或者自身相关法对各扫描点的平均多普勒频率(即在该点的观察对象的运动的平均速度)和分散值(多普勒频谱的离散度)进行实时运算，进而，用 FFT 法对多普勒频率的最大值(即在该点的观察对象的运动的最大速度)等进行实时运算。这种多普勒频率的分析结果作为彩色多普勒信息加以输出。

如前所述，用超声波多普勒法直接检测出的移动物体的速度是超声波束方向的速度成分。但是，实际上想要得到的速度是绝对速度 V 。在这种绝对速度向量的推断方法中有多种，(1)朝着移动物体的目标位置，个别地照射来自孔径位置和入射角不同的两个方向的超声波光束，并基于用各个照射得到的多普勒偏移频率进行推定的方式，(2)从孔径相同仅照射方向不同的两个方向的超声波束的多普勒偏移频率(径向成分)，求得与波束成直角方向的成分(切线成分)，推定相关的绝对速度向量的方式等。

此外，显示器是彩色 CRT，涉及该血流的运动信息的彩色显示方式。若大致区别这种彩色显示，则可分成(1)速度的大小(绝对值)的显示，(2)运动方向和速度大小的显示，(3)运动方向的显示。作为(1)的显示法，有(a)用同一系统的颜色对应于大小变换亮度，(b)对应于大小变换颜色。关于(2)的显示法，有用颜色表示方向，用亮度表示大小的做法，其中，关于方向，对应于得到的速度信息的状态，限制能适用的表现法。在本发明的实施例中，对应于用红表示与以往已知的趋近超声波探头 11 运动，用蓝表示远离超声波探头运动的方法，用红表示趋近的血液流动，用蓝表示远离的血液流动，而且，随着其绝对值的增大，用亮红或者亮蓝(增加亮度)表示。

第 2 变换单元 17 是用于将超声波发送接收单元 15 的输出(B 型显示用信号)变换成为血流速度的分散或者功率信号。与第 1 变换单元 16 相同，由例如滤波单元、频率分析单元等组成。来自滤波单元(管壁滤波器)的信号 I' ， Q' ， I'' ， Q'' ，在频率分析单元(自动相关)被运算成 $(I'^2 + Q'^2)$ 的功率并输出。在合成单元 52 中，这种功率 $(I'^2 + Q'^2)$ 被转换成同一系统的颜色(例如橙色)的彩色显示用数据。此

11.11.10

外, 用于将 B 型显示用信号变换成血流速度等的分散或者功率信号的结构是共知的。

接着, 参照图 2 对半透明显示彩色流动型(彩色多普勒断层)图像或者 B 型图像的场合、在运算器 51 进行的运算的流程进行说明。对于从第 1 变换单元 16 到 DSC 单元 18 内的彩色流动型图像信号向量 $C_2(i, j)$, 在运算器 51 内的运算单元 31 乘以来自 DSC 单元 18 的 B 型信号 $f(i, j)$, 并变换成合成图像向量 $C_3(i, j)$, 将这种合成图像向量 $C_3(i, j)$ 供给到 R(红)用 D/A 转换器 21, G(绿)用 D/A 转换器 22, B(蓝)用 D/A 转换器 23 中。

下面, 对这种半透明化处理的具体例进行说明。在 B 型信号相对于中间的灰色的场合, 其输出 $f(i, j)$ 为 0.51。另一方面, 在彩色流动型图像为蓝色的场合, 彩色流动型图像信号向量 $C_2(153, 126)$ 如下式所示:

$$\overline{C_2}(153, 126) = \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ 255 \end{pmatrix}$$

基于半透明化法的重叠合成的图像的颜色向量 $C_3(153, 126)$ 如下式所示:

$$\begin{aligned} \overline{C_3} = (153, 126) &= f(153, 126) \overline{C_2}(153, 126) \\ &= 0.51 \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ 255 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ 130 \end{pmatrix} \end{aligned}$$

下面, 用图 3 的颜色坐标系对前述的运算状态进行说明。输出 $f(i, j)$ 为 0.51, 用中间的灰色显示的 B 型图像信号, 能用向量 $C_1(153, 126)$ 表示, 其位置在黑白和白的对角线的点①上。另一方面, 蓝色的彩色流动型图像信号向量 $C_2(153, 126)$ 在蓝的点②上。并且, 合成图像信号向量 $C_3(153, 126)$ 在黑和蓝之间的点③上。也就是说, 彩色流动型图像信号向量 $C_2(153, 126)$ 的色调不变, 仅减小亮度, 并对应于作为底色的 B 型图像向量 $C_1(153, 126)$ 的亮度, 使亮度变化, 并能透过 B 型图像、见到彩色流动型图像。

在不利用半透明化法简单地重叠的混合显示法的场合, 如果混合比例为一半

11.10

对一半的 0.5，则如下式所示：

$$\begin{aligned}\overrightarrow{C_3}(153,126) &= (1-0.5)\overrightarrow{C_1}(153,126) + 0.5\overrightarrow{C_2}(153,126) \\ &= 0.5 \begin{pmatrix} 130 \\ 130 \\ 130 \end{pmatrix} + 0.5 \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ 255 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 65 \\ 65 \\ 128 \end{pmatrix}\end{aligned}$$

如果基于这种混合显示则在上式的重叠图像的位置，在图 3 的颜色坐标系中位于点④，因存在于立体的内部，已成为模糊。此外，在前述中用图 3 关于血流的流动远离超声波探头 11 并用蓝色显示血流速度时的半透明化方法进行了说明，但血流的流动接近并用红色显示血流速度时的半透明化方法也相同。这时，用横轴(红)代替图 3 中的纵轴(蓝)。

图 4 表示基于令人满意的半透明显示法的运算器 51 的运算的令人满意的样子的流程图。与图 2 不同的部分是包含于运算器 51 中的运算单元 32 的部分。来自 DSC 单元 18 的 B 型用 DSC 单元的 $f(i, j)$ 在乘法单元 33 乘上系数 k ，成为 $k \cdot f(i, j)$ ，并进一步在加法单元 34 加上系数 b ，成为 $b + k \cdot f(i, j)$ 。然后，在乘法单元 35 乘上彩色流动型图像信号 C_2 成为向量 $C_3(i, j) = (b + k \cdot f(i, j)) \times$ 向量 $C_2(i, j)$ 。这里，系数 k ， b 将暗的地方选定成明亮。其结果，能明亮地显示基于半透明法的重叠部分，透过的显示成为容易看见。但是，如果系数 k ， b 过大成为白色，则因出现色调变化的图像，必须前述那样地选定适当的系数 k ， b 。

图 5 表示基于其它令人满意的半透明显示法的运算器 51 的运算的令人满意的样子的流程图。与图 2 不同的部分是包含于运算器 51 中的运算单元 36 的部分，到乘法单元 39 为止，附加步骤 37，38。在步骤 37，将 $f(i, j)$ 与规定的阈值(例如 95/255)进行比较。在较阈值小且暗的场合，在步骤 38 如图所示的例，在 $f(i, j)$ 上加上一定的参数 b' ，并置换成新的 $f(i, j)$ 。在步骤 37 的 $f(i, j)$ 阈值较大且明亮的场合，则通过步骤 38，保持原先的 $f(i, j)$ 不变。于是，能明亮地显示血管区域。也就是说，步骤 38 的系数 b' 小则变暗，如果系数 b' 大则变得明亮。其结果，血管的部分变得容易看见，但如果系数 b' 过大，则因血管的位置变得稍为难于弄清，所以必须选定适当的系数 b' 。

其结果，如图 6 所示，在显示器 24 上显示用半透明法重叠生物体的 B 型断

11-10

层图像(黑白灰度, A 的狭窄的部分)和用彩色标度将血流颜色分开的彩色流动型图像(红色系统和蓝色系统两个系统的颜色, B 的宽的部分)的断层图像。

图 7 表示功率多普勒的场合的运算器 51 的运算流程图。与图 2 不同的地方是在 B 型图像中用半透明法重叠的对象成为功率多普勒图像, 并设置与图 2 相同的乘法单元 40。这种场合, 因用同一系统的颜色显示彩色区域, 所以作为合成图像容易判断并显示多普勒的功率(强度) $I^2 + Q^2$ 。

图 8 表示功率多普勒的场合的运算器 51 的运算流程图。与图 7 不同的地方是到乘法运算单元 43 为止, 附加反转单元 42 的运算单元 41。基于这种反转单元 42, 因 B 型图像的黑白反转, 所以虽然重叠部分容易判断, 但有必要习惯黑白反转的 B 型图像。

图 9 表示超声波诊断装置的其它方框结构图。与图 1 的超声波诊断装置不同的地方是用设置查表的合成单元 19 代替图 1 的运算器 51。按照例如图 2 所示的流程, 图 9 的 CPU43 使用对应于 B 型信号 $f(i, j)$ 和彩色流动型图像信号向量 $C_2(i, j)$ 的两个信号进行运算, 并将由运算得到的数据存储在 RAM45 中。CPU43 基于规定范围内的 B 型信号 $f(i, j)$ 的多个值和规定范围内的彩色流动型图像信号向量 $C_2(i, j)$ 的多个值中一对的值的两个信号的种种组合进行运算, 并将得到的合成图像向量 $C_3(i, j)$ 存储在 RAM45 中。CPU43 应答于来自操作面板 14 的控制信号, 将存储于 RAM45 中的信号中规定的信号写入到查表 20 中。作为查表 20, 也可以用预先存储分别对应于规定范围内的 B 型信号 $f(i, j)$ 的多个值和规定范围内的彩色流动型图像信号向量 $C_2(i, j)$ 的多个值中一对的值的两个信号的种种组合的合成图像向量 $C_3(i, j)$ 的存储器。

查表 20 在从 DSC 单元 18 供给例如一组 B 型信号 $f(i, j)$ 和彩色流动型图像信号向量 $C_2(i, j)$ 时, 读出对应于其预先存储的一组信号的数据(合成图像向量 $C_3(i, j)$), 并供给到 R(红)用 D/A 转换器 21, G(绿)用 D/A 转换器 22, B(蓝)用 D/A 转换器 23 中。

接着, 参照图 2, 用图 9 所示的本发明的实施例, 对半透明显示彩色流动型(彩色多普勒断层)的场合的动作进行说明。将从第 1 变换单元 16 到 DSC 单元 18 内的彩色流动型图像信号向量 $C_2(i, j)$ 和来自 DSC 单元 18 的 B 型信号 $f(i, j)$ 供给到合成单元 19 的查表 20 中。

查表 20 在供给例如这些一组的 B 型信号 $f(i, j)$ 和彩色流动型图像信号向量

2023.11.10

$C_2(i, j)$ 时, 读出对应于其预先运算并存储的一组信号的合成图像向量 $C_3(i, j)$, 并供给到 R(红)用 D/A 转换器 21, G(绿)用 D/A 转换器 22, B(蓝)用 D/A 转换器 23 中.

参照图 4 的流程图, 用图 9 所示的本发明的实施例, 对半透明显示的场合的动作进行说明.

按照图 4 所示的流程图, 图 9 所示的 CPU43, 预先使用对应于 B 型信号 $f(i, j)$ 和彩色流动型图像信号向量 $C_2(i, j)$ 的两个信号进行运算, 并将由运算得到的数据存储在 RAM45 中.

对应于来自 B 型用 DSC 单元 18 的 $f(i, j)$ 信号, 在步骤 33 乘上系数 k , 成为 $k \cdot f(i, j)$, 并进一步在加法单元 34 加上系数 b , 成为 $b + k \cdot f(i, j)$. 然后, 在步骤 35 乘上对应于彩色流动型图像信号向量 C_2 的信号, 成为向量 $C_3(i, j) = (b + k \cdot f(i, j)) \times$ 向量 $C_2(i, j)$. 这里, 选定系数 k , b 使暗的地方成明亮. 其结果, 能明亮地显示基于半透明法的重叠部分, 透过的显示成为容易看见. 但是, 如果系数 k , b 过大成为白色, 则因出现色相调变化的像素, 必须前述那样地选定适当的系数 k , b .

查表 20 在由 DSC 单元 18 供给例如一组的 B 型信号 $f(i, j)$ 和彩色流动型图像信号向量 $C_2(i, j)$ 时, 读出对应于其预先运算并存储的一组信号的合成图像向量 $C_3(i, j)$, 并供给到 R(红)用 D/A 转换器 21, G(绿)用 D/A 转换器 22, B(蓝)用 D/A 转换器 23 中.

参照图 5 的流程图, 用图 9 所示的本发明的实施例, 对半透明显示的场合的动作进行说明.

按照图 5 所示的流程图, 图 9 所示的 CPU43, 预先使用对应于 B 型信号 $f(i, j)$ 和彩色流动型图像信号向量 $C_2(i, j)$ 的两个信号进行运算, 并将由运算得到的数据存储在 RAM45 中.

在图 5 的流程图中, 与图 2 不同的部分是流程 36 部分, 到流程 39 为止, 附加步骤 37, 38. 在步骤 37, 将 $f(i, j)$ 与规定的阈值(例如 95/255)进行比较. 在较阈值小且暗的场合, 在步骤 38 如图所示的例, 在 $f(i, j)$ 上加上一定的参数 b' , 并置换成新的 $f(i, j)$. 在步骤 37 的 $f(i, j)$ 阈值较大且明亮的场合, 则通过其步骤 38 为保持原先的 $f(i, j)$. 于是, 能明亮地显示血管区域. 也就是说, 步骤 38 的系数 b' 小则变暗, 如果系数 b' 大则变得明亮. 其结果, 血管的部

••••• 11.10

分变得容易看见，但如果系数 b' 过大，则因血管的位置变得稍稍难于弄清，所以必须选定适当的系数 b' 。

查表 20 在从 DSC 单元 18 供给例如一组 B 型信号 $f(i, j)$ 和彩色流动型图像信号向量 $C_2(i, j)$ 时，读出对应于其预先存储的一组信号的数据（合成图像向量 $C_3(i, j)$ ），并供给到 R(红)用 D/A 转换器 21，G(绿)用 D/A 转换器 22，B(蓝)用 D/A 转换器 23 中。

参照图 7 的流程图，用图 9 所示的本发明的实施例，对半透明显示功率多普勒图像的场合的动作进行说明。

按照图 7 所示的流程图，图 9 所示的 CPU43，预先使用对应于 B 型信号 $f(i, j)$ 和功率多普勒图像信号向量 $C_2(i, j)$ 的两个信号进行运算，并将由运算得到的数据存储在 RAM45 中。

图 7 表示功率多普勒的场合的 CPU43 的运算流程图。与图 2 不同的地方是在 B 型图像中用半透明法重叠的对象成为功率多普勒图像，并设置与图 2 相同的步骤 40。这种场合，因用同一系统的颜色显示彩色区域，所以作为合成图像容易判断并显示多普勒的功率（强度） $I, ^2 + Q, ^2$ 。

查表 20 在从 DSC 单元 18 供给例如一组 B 型信号 $f(i, j)$ 和彩色流动型图像信号向量 $C_2(i, j)$ 时，读出对应于其预先存储的一组信号的数据（合成图像向量 $C_3(i, j)$ ），并供给到 R(红)用 D/A 转换器 21，G(绿)用 D/A 转换器 22，B(蓝)用 D/A 转换器 23 中。

关于图 8 所示的例与图 7 所示的例相同，用图 9 所示的本发明的实施例能半透明显示功率多普勒图像。

此外，在前述的实施例的说明中，虽然说明了超声波诊断装置的半透明显示的场合，但装置半透明的显示一般是能适用于二维地互相重叠显示第 1 信息信号和第 2 信息信号的显示装置。这种场合，B 型图像信号相当于第 1 信息信号，B 型图像信号取得手段相当于第 1 信息信号生成手段，彩色流动型图像信号和功率多普勒图像信号相当于第 2 信息信号，彩色流动型图像信号和功率多普勒图像信号取得手段相当于第 2 信息信号生成手段。

99.11.18

说 明 书 附 图

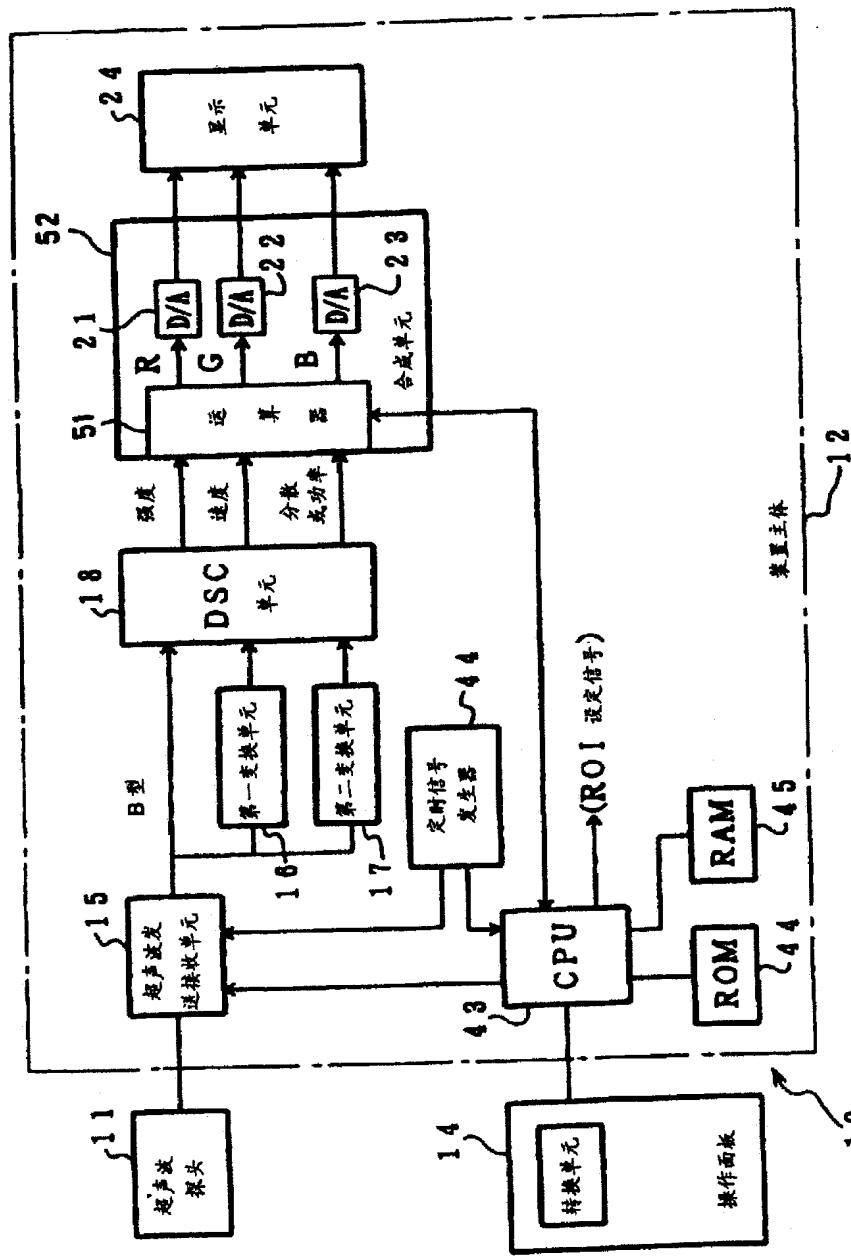


图 1

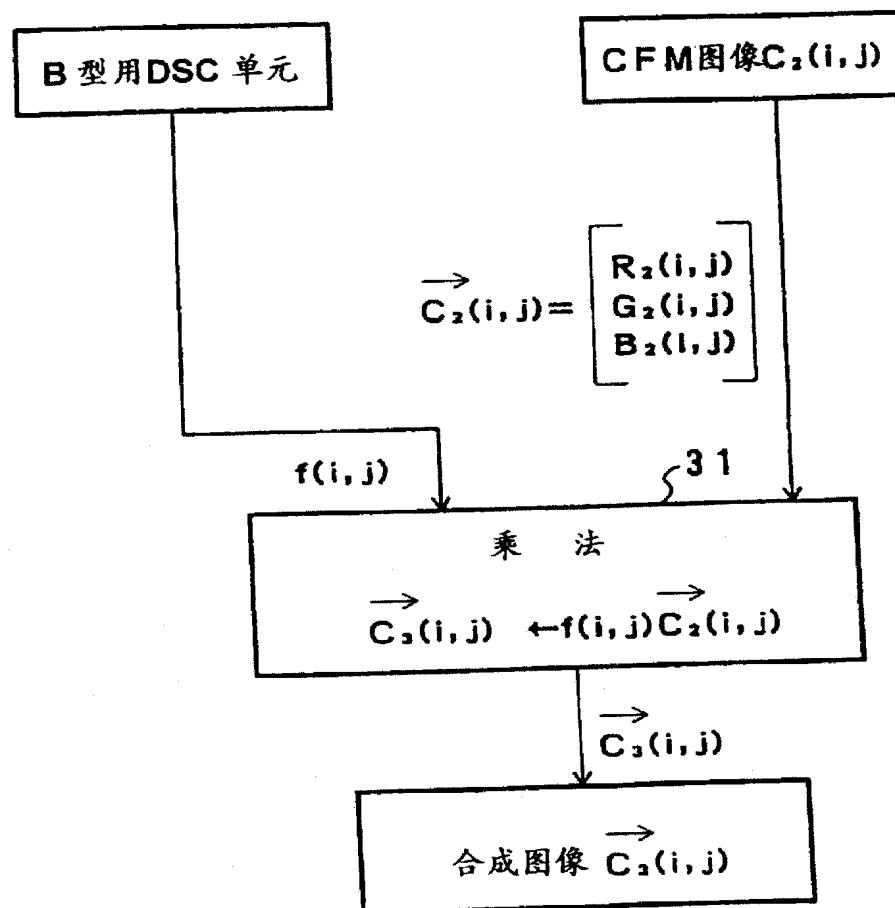
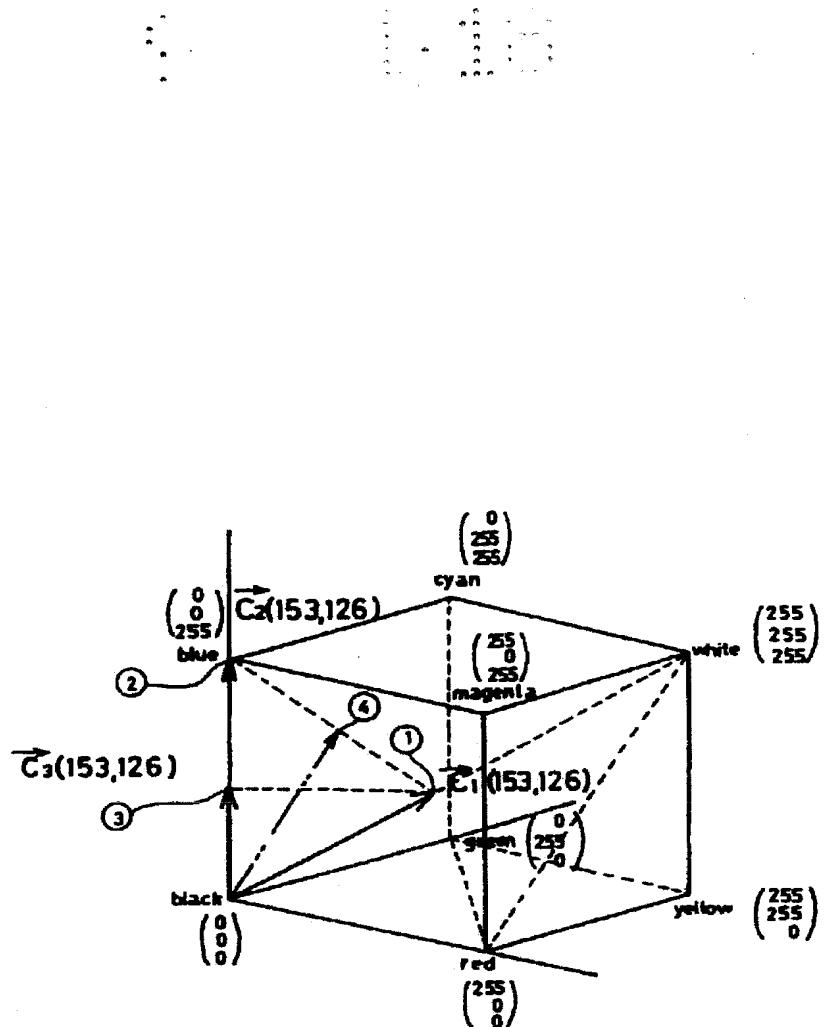


图 2



RGB 直角坐标系

图 3

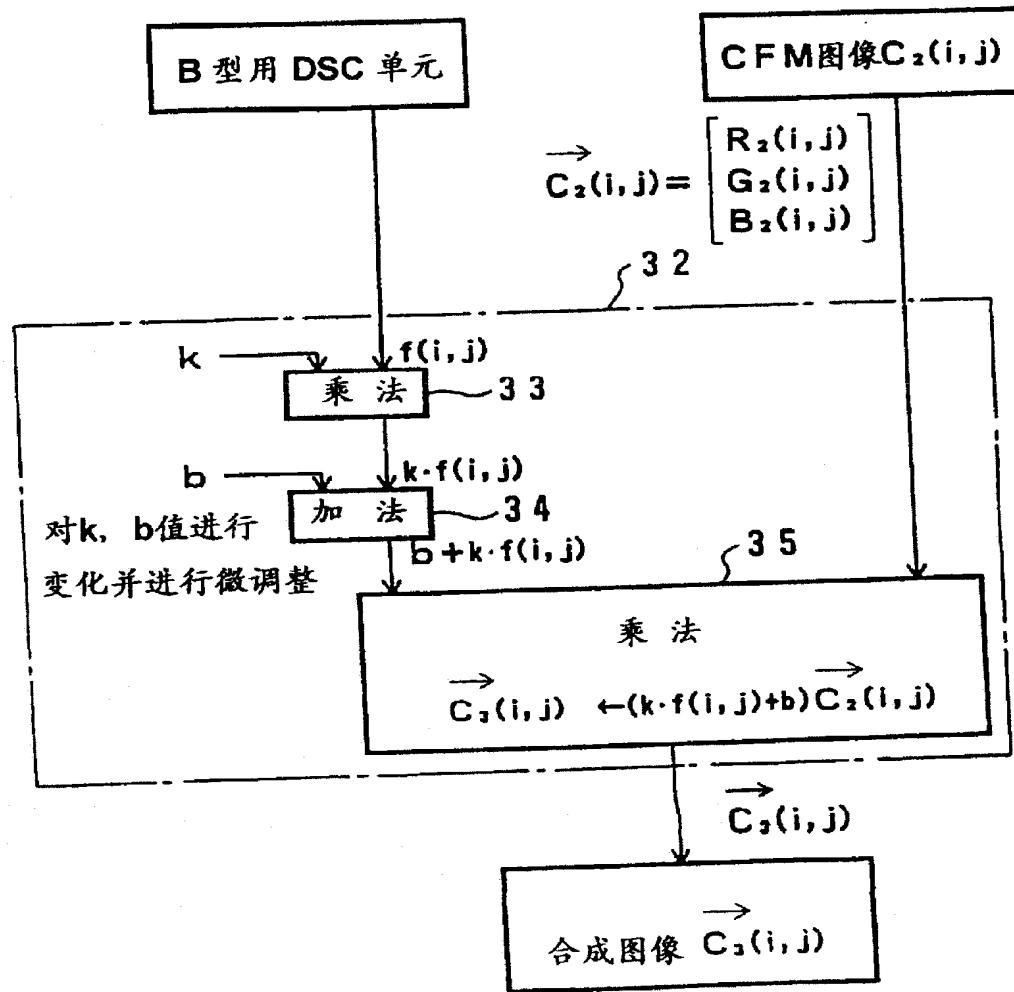


图 4

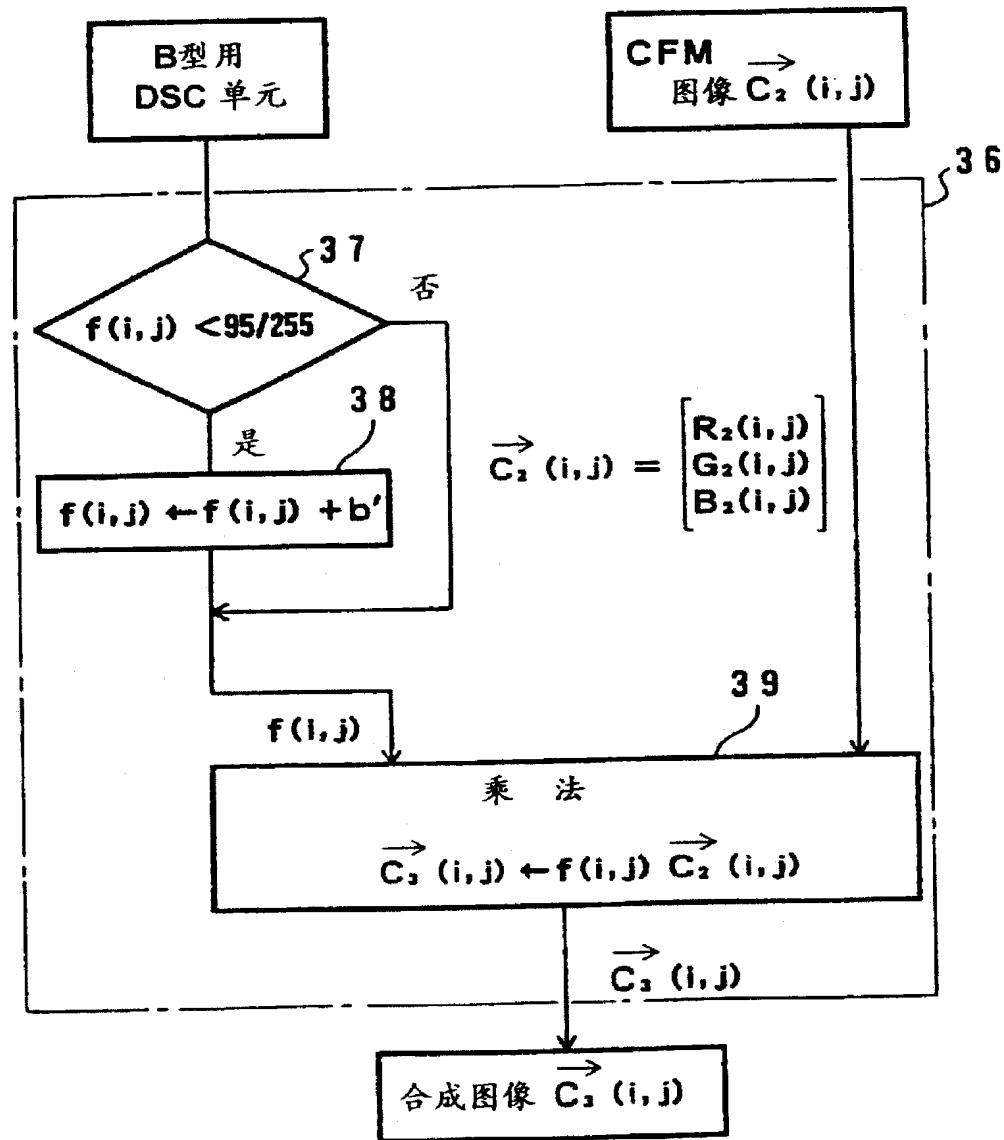
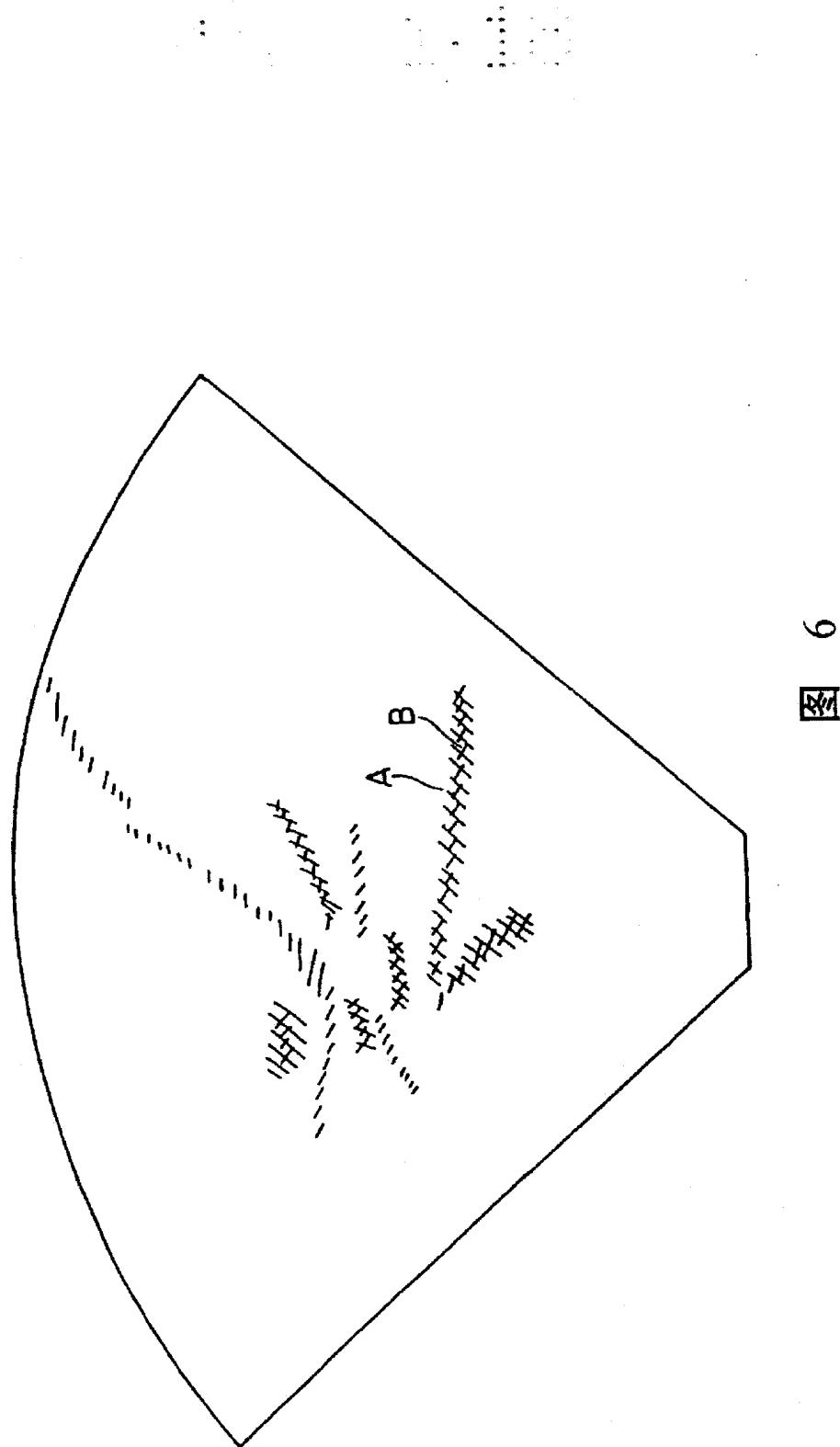


图 5



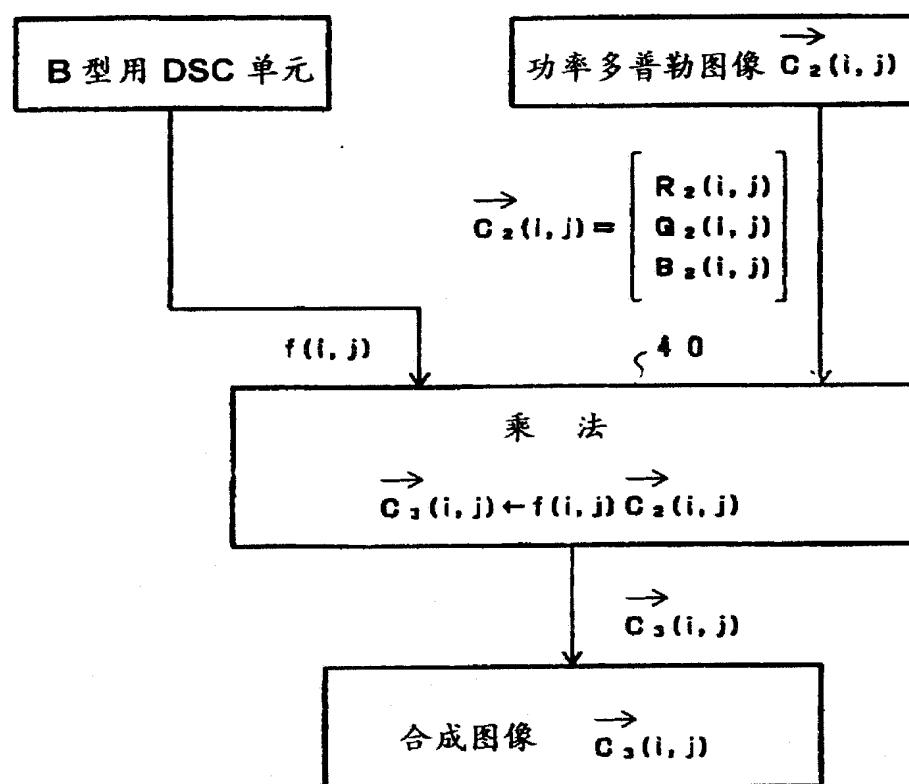


图 7

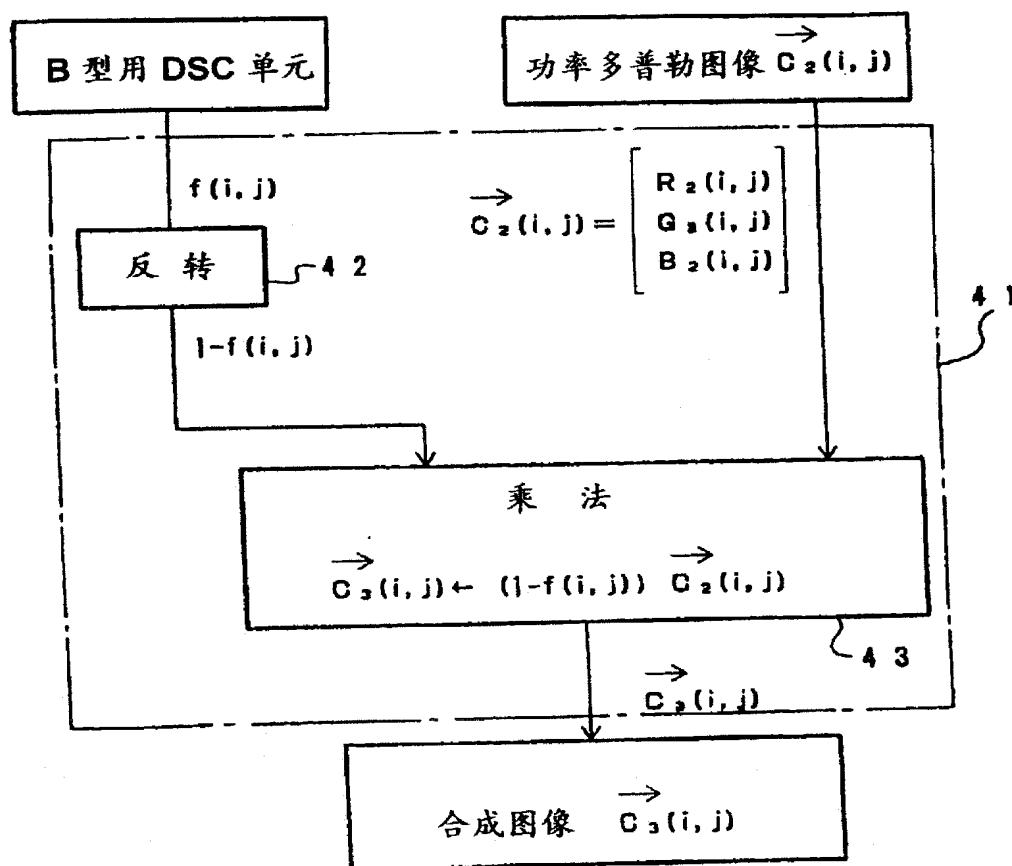


图 8

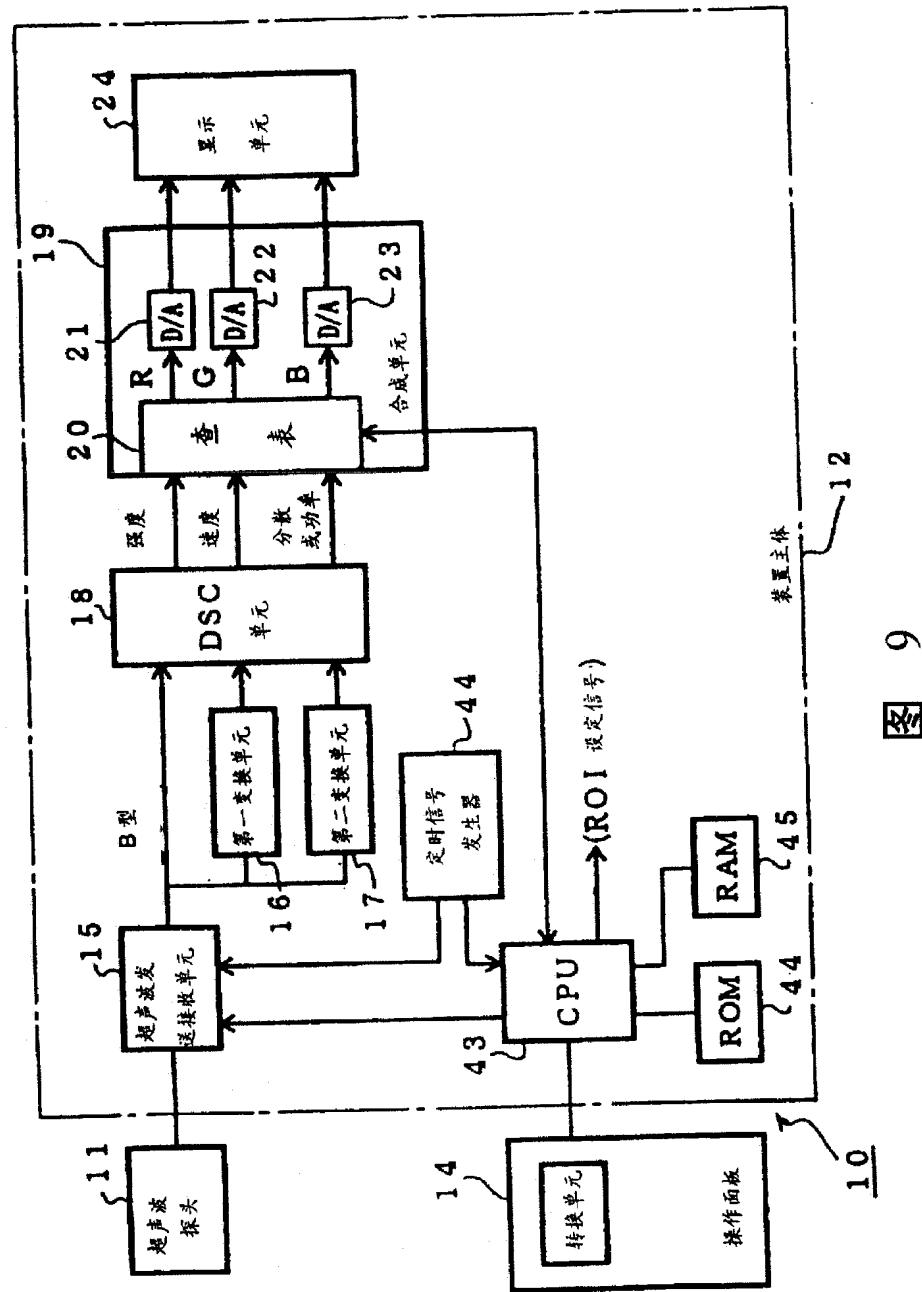


图 9